

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-142600
(43)Date of publication of application : 28.05.1999

(51)Int.Cl.

G21K 5/04
A61N 5/10
G21K 1/093

(21)Application number : 09-310433
(22)Date of filing : 12.11.1997

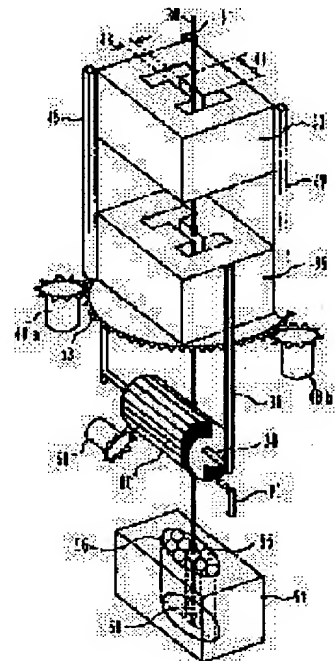
(71)Applicant : MITSUBISHI ELECTRIC CORP
(72)Inventor : GAMA ETSUTORA

(54) CHARGED PARTICLE BEAM IRRADIATION DEVICE AND IRRADIATION METHOD

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To irradiate an arbitrary three-dimensional area as an object to be irradiated remains stationary by providing a scanning magnetic field generation means and an energy modulation means rotated around the incident axis of a charged particle beam.

SOLUTION: A charged particle beam irradiation device for irradiating an object to be irradiated 57 with a proton ray beam and the like is provided with two set of scanning electro-magnets 33, 35 connected away from a constant distance and reverse in the direction of a magnetic field, and an energy modulation device 40 comprising a rotation cylinder having prescribed wall thickness distribution for the circumferential direction. They are integrated with a support rod 36 and can be rotated around the incident axis 30 of a beam. A charged particle beam 31 is, for instance, moved in parallel by the electro magnets 33, 35 and made incident on the energy modulation device 40. The magnetic field intensity and rotation angle of each electro-magnet and the rotation angle of the energy modulation device 40 are set so that a prescribed three-dimensional area is irradiated. If the deflecting angle of each electro-magnet is made different, it is converged to the object to be irradiated to be scanned.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

23.08.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-142600

(43) 公開日 平成11年(1999) 5月28日

(51) IntCl.⁶

識別記号

F I

G 2 1 K 5/04

G 2 1 K 5/04

S

A 6 1 N 5/10

A 6 1 N 5/10

H

G 2 1 K 1/093

G 2 1 K 1/093

D

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平9-310433

(22) 出願日 平成9年(1997)11月12日

(71) 出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72) 発明者 蒲 越虎

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三

菱電機株式会社内

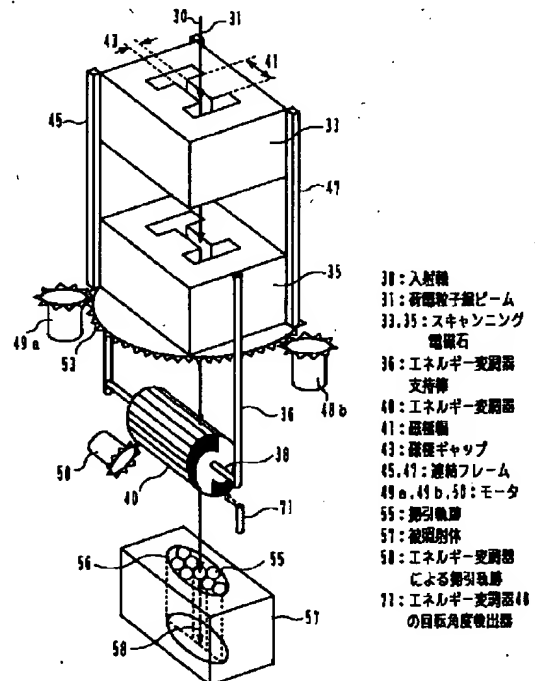
(74) 代理人 弁理士 宮田 金雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 荷電粒子線照射装置及び照射方法

(57) 【要約】

【課題】 荷電粒子線照射装置において、被照射体を静止させたままで任意の3次元照射領域を照射する。また、荷電粒子線照射装置を小型軽量化する。

【解決手段】 荷電粒子線の入射軸方向に沿って直列に配置され、荷電粒子線を互いに逆の方向にそれぞれ所定角度だけ偏向する2組の電磁石からなるスキャニング磁場発生手段と、前記スキャニング磁場発生手段の下流において、前記偏向された荷電粒子線が回転対称軸を通過するように設置した、円周方向に対して所定の壁厚分布を有する所定長さの円筒と前記円筒を回転対称軸の回りで回転する手段と前記円筒の回転角を検出する手段とを有するエネルギー変調手段と、荷電粒子線の最大エネルギーを制限するエネルギー減衰手段と、前記スキャニング磁場発生手段と前記エネルギー変調手段とを前記荷電粒子線の入射軸の回りで一緒に回転する手段とを備えた構成にした。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 荷電粒子線の入射軸方向に沿って直列に配置され、荷電粒子線を互いに逆の方向にそれぞれ所定角度だけ偏向する 2 組の電磁石からなるスキャンニング磁場発生手段と、前記スキャンニング磁場発生手段の下流において、前記偏向された荷電粒子線が回転対称軸を通過するように設置した、円周方向に対して所定の壁厚分布を有する所定長さの円筒と前記円筒を回転対称軸の回りで回転する手段と前記円筒の回転角を検出する手段を有するエネルギー変調手段と、荷電粒子線の最大エネルギーを制限するエネルギー減衰手段と、前記スキャンニング磁場発生手段と前記エネルギー変調手段とを前記荷電粒子線の入射軸の回りで一緒に回転する手段とを備えたことを特徴とする荷電粒子線照射装置。

【請求項 2】 前記所定角度が、前記直列に配置された上流側電磁石と下流側電磁石について同じであることを特徴とする請求項 1 記載の荷電粒子線照射装置。

【請求項 3】 前記所定角度が、前記直列に配置された上流側電磁石よりも、下流側電磁石において大きいことを特徴とする請求項 1 記載の荷電粒子線照射装置。

【請求項 4】 請求項 1～3 に記載の荷電粒子線照射装置のいずれかを使用し、3 次元照射領域を、荷電粒子線入射方向 z と平行であって、所定の間隔で配置された円柱体群で近似して、各円柱体の XY 方向中心位置座標 P_i をビームの照射位置とし、各円柱の長さ Δz_i を前記照射位置 P_i におけるビーム進行方向（深さ方向）のスキャンニング範囲とし、また最大照射深さ座標を z_i とする第 1 ステップと、予め作成して置いた照射領域のパラメータ群 $[(P_i, \Delta z_i, z_i), i=1, 2, \dots, N]$ を設定テーブルからロードする第 2 のステップと、前記各 P_i に合わせてスキャンニング磁場発生手段及びエネルギー変調手段の回転角度と磁場強度を設定する第 3 のステップと、前記照射深さ座標 z_i に合わせて前記荷電粒子線の最大エネルギーをエネルギー減衰手段で設定する第 4 のステップと、前記深さスキャンニング範囲 Δz_i （初期値として $i=1$ ）に合わせて、前記エネルギー変調手段から読み取った回転角の有効範囲を決め、その範囲内において荷電粒子線を照射する第 5 のステップとを備え、所定の 3 次元照射領域を照射することを特徴とする荷電粒子線照射方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、荷電粒子線照射装置及び照射方法に関するものである。更に、荷電粒子線治療装置にも関わるものである。

【0002】

【従来の技術】図 10 は Pedroni ら、「メディカルフィジックス」1995、vol. 22、p37 に掲載された従来の荷電粒子線治療装置の一例を示すブロック図である。加速器 1 から出た陽子線ビームが輸送系磁

石 3 によって運ばれ、初段のエネルギー減衰手段としてのエネルギーディグレーダ 5 を通過して所定のエネルギーを有する陽子線ビームとして、最初の偏向電磁石 11 で水平の方向から上方に曲げられた後、再び偏向電磁石 13 で水平に戻される。更に陽子線ビームが収束用の電磁石 15 によって集束された後、スキャンニング電磁石 17 で上下方向に掃引させられる。掃引された陽子線ビームが最後の偏向電磁石 19 により、真下方向に向くように曲げられ、微調用のエネルギーディグレーダ 21 と線量・位置モニター 23 を経て患者 25 に照射される仕組みになっている。電磁石 11、13、15、17、19 及び前記エネルギーディグレーダ 21 とモニター 23 は一体化され、照射ガントリーを構成する。照射ガントリーは回転軸 29 を中心に回転できるようになっており、回転ガントリーと呼ばれる。

【0003】前記患者 25 に照射される陽子線ビームがスキャンニング電磁石 17 と偏向電磁石 19 によって図 10 に示される X 方向のみにおいて平行にスキャンニングさせられる。治療に必要な Y 軸方向のスキャンニングについては、照射ベッド 27 の移動が受け持ち、患者の深さ方向（ Z 方向）のスキャンニングはエネルギーグレーダ 21 による陽子線ビームエネルギーの調整で行う。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】上記のような従来の荷電粒子線照射装置では、1 軸方向（上記例では X 方向）の平行ビームスキャンニングしか実現できず、治療中にベッド 27 により患者 25 を Y 軸方向に移動する必要があった。このような移動は、患者に不快感を与える恐れがあると同時に照射領域の位置ズレを生じさせることが問題になっていた。また、上記のような従来例では、平行にビームをスキャンニングさせるために、スキャンニング電磁石 17 を偏向電磁石 19 の上流に設置する必要があるが、前記スキャンニング電磁石 17 によって上下にスキャンニングされた荷電粒子ビームを偏向する偏向電磁石 19 が大型のものになっていた。その結果、上記で述べた治療用の回転ガントリーの総重量が 100 トン以上にもなっていた。更に、エネルギーディグレーダ 21 による深さ方向のスキャンニングに関して、従来の例では、非連続的に、深さごとにエネルギーディグレーダ 21 の厚さを設定して、腫瘍に均一な吸収線量を照射するように一定の照射粒子数深度分布に従って行なう為、患者の呼吸による照射領域の位置変動などの影響を受けるといった問題があった。

【0005】この発明は、上記のような問題を解決するためになされたもので、ベッドを移動せずに照射野において、2 軸方向の平行ビームスキャンニングを実現させると共に、上記回転ガントリーの小型軽量化を図る荷電粒子線照射装置及び照射方法を提供することを目的とする。更に、深さ方向のスキャンニングを連続的且つ重複して自動的に行うことにより、照射の効率化を図ると共

に、患者の呼吸による照射領域の位置変動による誤差を小さくすることを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】この発明の第1の構成による荷電粒子線照射装置は、荷電粒子線の入射軸方向に沿って直列に配置され、荷電粒子線を互いに逆の方向にそれぞれ所定角度だけ偏向する2組の電磁石からなるスキャニング磁場発生手段と、前記スキャニング磁場発生手段の下流において、前記偏向された荷電粒子線が回転対称軸を通過するように設置した、円周方向に対して所定の壁厚分布を有する所定長さの円筒と前記円筒を回転対称軸の回りで回転する手段と前記円筒の回転角を検出する手段を有するエネルギー変調手段と、荷電粒子線の最大エネルギーを制限するエネルギー減衰手段と、前記スキャニング磁場発生手段と前記エネルギー変調手段とを前記荷電粒子線の入射軸の回りで一緒に回転する手段とを備えたものである。

【0007】また、この発明の第2の構成による荷電粒子線照射装置は、前記所定角度が、前記直列に配置された上流側電磁石と下流側電磁石について同じものである。

【0008】また、この発明の第3の構成による荷電粒子線照射装置は、前記所定角度が、前記直列に配置された上流側電磁石よりも、下流側電磁石において大きいものである。

【0009】また、この発明の第4の構成による荷電粒子線照射方法は、請求項1～3に記載の荷電粒子線照射装置のいずれかを使用し、3次元照射領域を、荷電粒子線入射方向 z と平行であって、所定の間隔で配置された円柱体群で近似して、各円柱体の XY 方向中心位置座標 P_i をビームの照射位置とし、各円柱の長さ Δz_i を前記照射位置 P_i におけるビーム進行方向（深さ方向）のスキャニング範囲とし、また最大照射深さ座標を z_i とする第1ステップと、予め作成して置いた照射領域のパラメータ群 $[(P_i, \Delta z_i, z_i), i=1, 2, \dots, N]$ を設定テーブルからロードする第2のステップと、前記各 P_i に合わせてスキャニング磁場発生手段及びエネルギー変調手段の回転角度と磁場強度を設定する第3のステップと、前記照射深さ座標 z_i に合わせて前記荷電粒子線の最大エネルギーをエネルギー減衰手段で設定する第4のステップと、前記深さスキャニング範囲 Δz_i （初期値として $i=1$ ）に合わせて、前記エネルギー変調手段から読み取った回転角の有効範囲を決め、その範囲内において荷電粒子線を照射する第5のステップとを備え、所定の3次元照射領域を照射するものである。

【0010】

【発明の実施の形態】実施の形態1. 図1はこの発明の実施の形態1による荷電粒子線照射装置を示すブロック図、図2はこの発明の実施の形態1による荷電粒子線照射装置の電磁石の側面を示すブロック図、図3はこの発

明の実施の形態1による荷電粒子線照射装置の電磁石をもう一つの角度から示す図である。また、図7はこの発明に係る荷電粒子線治療装置の原理を示すブロック図、図9はこの発明の実施の形態1～4による荷電粒子線ビームをエネルギー変調器40の角度でON/OFF制御を行う原理を示す図である。図において、30はビームの入射軸、31は荷電粒子線ビーム（例えば、陽子線ビーム、炭素線ビームなど）、33、35は方向が互いに逆で強度と有効磁界の長さ（入射軸30に沿って）が同じである均一な磁場を発生し、前記ビームの入射軸30に沿って、一定の距離を離れて設置された2台のスキャニング電磁石である。37は上記2台のスキャニング電磁石33、35の回転軸を示している。また、図1の55は掃引された荷電粒子線の軌跡の一例を示したものである。図3の34は上記電磁石の発生する磁場方向を示している。また、図1において、41は上記スキャニング電磁石の磁極幅、43は磁極ギャップ、53は回転駆動用の歯車である。更に、40はY. Jongenらが“Proceedings of the NIRS International Workshop on Heavy Charged Particle Therapy and Related Subjects, July 1991, Chiba, Japan, ed. A. Itano and T. Kanai (1991), pp. 189~200”で提案した、前記スキャニング電磁石33、35によってスキャンさせられた荷電粒子線のエネルギーを所定分布に従って、深さ方向のスキャニング範囲 Δz_i である図7の75に対応した変化範囲内で、周期的に変化させる為のエネルギー変調器である。この発明では、下記で述べるように、この円筒形エネルギー変調器40を、この発明のスキャニング電磁石33、35と、一体化することで、スキャニング電磁石33、35によるスキャニング位置に依らず、ただ一つの固定位置にあるエネルギー変調器40で、深さ方向のスキャニングを行える。図1の40はモータ50に駆動され、回転軸38の回りで回転する。また、36はエネルギー変調器に支持棒であり、モータ50とエネルギー変調器40を前記スキャニング電磁石33、35などに一体化して、連結させる。前記スキャニング電磁石33、35の回転角、及び磁場強度に依らずに、スキャンされた荷電粒子線は常にエネルギー変調器40の回転軸38を含む平面を通過するようになっている。更に、71はエネルギー変調器40の回転角度検出手段であり、エネルギー変調器40の回転角度を、光学Encoderなどで読み取ることができるようになっている。その結果、任意の角度範囲（エネルギー変調範囲に対応する）内のみにて、荷電粒子線を周期的に照射できる。また、図7の65は前記スキャニング電磁石33、35にスキャンされた荷電粒子線のエネルギーで、61と63はそれぞれ前記エネルギー変調器4

0に付けられたマークの内、ビーム照射開始と照射停止に対応する位置である。照射開始位置63は常に同じ所に設定され、ビーム照射停止位置61は必要な深さ方向スキャン幅 $\Delta z_i; 75$ に応じて前後する。ビームの最大到達深度 $z_i; 79$ はビームエネルギーディグレーダ(エネルギー減衰手段)21で、エネルギーの減少量 ΔE_i を調節して合わせる。エネルギーディグレーダ21は単一または積層したエネルギー吸収板からなる。また、対向する2つのくさび状エネルギー吸収板を相対移動させて、合計の厚さを短時間で変更できるようにしたものでもよい。なお、図7の $\theta 67$ はエネルギー変調器40の回転角を示す。 $\theta = 0$ と 180 はビーム照射開始位置63に対応している。

【0011】図1、図2、図3、及び図7と図9を用いて、この発明の実施の形態1の荷電粒子線照射装置の動作について説明する。図7に示したように、一定のビームエネルギー E_0 ; 65で入射された荷電粒子線ビーム31がまずスキャンング電磁石33によって、一定角度だけ曲げられた後、再び磁場方向が逆で、強度と有効磁界の長さが同じであるスキャンング電磁石35によって同じ角度だけ反対方向に曲げられた後、エネルギー変調器40とエネルギーディグレーダ21を通過して、元の荷電粒子線ビーム31と平行なビームとして被照射体57に照射される。同時に、エネルギー変調器40の連続回転に伴って、照射領域に照射された荷電粒子線のエネルギーはエネルギー変調器40の壁厚周方向分布で決まっている範囲及び分布関数で、周期的に変化する為に、深さ方向において図1または図7の掃引軌跡58で示したように、繰り返して所定の深さ $\Delta z_i; 75$ を自動的にスキャンングできる。更に、図1において、上記電磁石33、35及び上記エネルギー変調器40が、連続フレーム45と47及び36によって一体化されている為、モータ49a、49bなどの回転手段によって、回転軸37の回りを回転することによって、被照射体57において56で示されるような3次元照射パターンが実現される。このようにして、エネルギー変調器40による深さ方向(z方向)のスキャンングが一番速く、前記スキャンング電磁石33、35の回転と磁場強度変化によるXY方向のスキャンングは最後に離散的に行われる。但し、この順序は逆にしてもよい。また、図7の照射開始位置63及び照射停止位置61をエネルギー変調器40の回転角検出器71で検出して、図9で示したように、荷電粒子線31のON/OFF制御を行い、繰り返して、照射を行う。また、全ての照射位置 $P_i; 73$ において、エネルギーディグレーダ21を用いて、最大照射深度 $z_i; 79$ をセットし、深さ方向のスキャンング幅 $\Delta z_i; 75$ を、照射停止位置61で調節できる為に、 $\Delta z_i; 75$ と $z_i; 79$ の大きさに関係なく、深さ方向におけるスキャンングパターンまたは粒子数分布は、前記エネルギー変調器40の壁厚周方向分布によって決

まる。対応する分布範囲は図7で示される $\Delta \theta_i; 77$ で決まる。荷電粒子線治療装置の場合には、複雑な形をした腫瘍に均一な線量を与えることに対応する。

【0012】なお、上記実施の形態では、スキャンング電磁石33、35に磁場強度と有効磁界の長さは同一としたが、荷電粒子線ビーム31を互いに逆の方向に同じ角度だけ曲げれば、前記磁場強度と有効磁界の長さは同一でなくてもよい。また、上記実施の形態では、前記荷電粒子線ビーム31を入射角30に対して、平行にスキャンングさせる為に、2台のスキャンング電磁石33、35を用いたが、前記荷電粒子線ビーム31を常に互いに逆の方向に同じ角度だけ曲げられる2組または2つのスキャンング磁場を発生できれば、単数または複数の電磁石またはスキャンング磁場を発生できるように工夫された(例えば、永久磁石の空間配置を機械的に変動させるなどして)永久磁石などから構成されたスキャンング磁場発生装置でもよい。

【0013】この発明は2軸方向平行ビームスキャンングをコンパクトに実現できると同時に、スキャンング電磁石33、35の磁極ギャップ43を入射荷電粒子線ビーム31の断面サイズ程度まで小さくすることができる為に、上記照射装置を大幅に小型軽量化する効果がある。

【0014】更に、この発明は荷電粒子線治療装置において、深さ方向のビームスキャンングを効率良く実現する手段を提供できると同時に、同じ領域を自動的に重複してスキャンングを行うので、患者の臓器が深さ(z)方向に対する位置変動による照射誤差を小さくする効果が有る。また、前記円筒形のエネルギー変調器40を、前記コンパクトな荷電粒子線スキャナと組合わせた為に、効率よく、且つ簡単な装置で上記のような効果を有する荷電粒子線治療装置を実現できる。

【0015】実施の形態2。図4はこの発明の実施の形態2による荷電粒子線照射装置のスキャンング電磁石を示す図である。図において、31は荷電粒子線ビーム、33、35は前記実施の形態1で述べたスキャンング電磁石である。37はスキャンング電磁石の回転軸である。40は実施の形態1で述べたエネルギー変調器である。前記実施の形態1と違うところは、スキャンング電磁石33、35は荷電粒子線31を図4で示しているように、スキャンング電磁石33、35による偏向角を異なるように設定し、被照射体に所定角度で収束するようにスキャンングすることである。更に、前記実施の形態1と同じように、前記スキャンング電磁石33、35などを一体にして回転軸37の回りを回転することによって、2次元方向の収束荷電粒子線スキャンングをコンパクトに実現できる。

【0016】この発明は、荷電粒子線治療装置において、深部腫瘍治療に当たって、患者の皮膚または体表面の正常組織への照射線量を低減する効果がある。また、

コンパクトな2次元収束荷電粒子線スキャニング装置を提供できる。また、この実施の形態では、エネルギー変調器40を用いたが、実際、エネルギー変調器40を使わなくても、単なるエネルギー変化手段である図7のエネルギーディグレーダ21と組み合わせることで、前記の3次元荷電粒子線収束スキャニングを実現できる。

【0017】実施の形態3. 図5はこの発明の実施の形態3による荷電粒子線治療装置を示すブロック図である。図において、31は荷電粒子線ビーム、33、35は前記実施の形態1で述べたスキャニング電磁石である。40は前記実施の形態1で述べたエネルギー変調器であり、37は一体化されているスキャニング電磁石33、35及びエネルギー変調器40の回転軸であり、55は掃引された荷電粒子線の軌跡である。他は前記従来例の図10または実施の形態1の図1、図2、図3及び図7と同じである。

【0018】ここで、図5、図6、図7と図9を用いて、この発明の実施の形態3を説明する。上記のように構成された荷電粒子線治療装置において、加速器1から出た高エネルギーの荷電粒子線ビームが輸送系電磁石3によって運ばれ、初段のエネルギーディグレーダ5を通過して所定のエネルギーを有する荷電粒子線ビーム31として、最初の偏向電磁石11で水平から上方に曲げられた後、再び偏向電磁石13で水平方向に戻される。ビームストッパー9は荷電粒子線ビーム31の照射をON-OFFして照射時間を制限し、ビームスキャンと同期してビーム照射領域を制限する働きをする。更に荷電粒子線ビームが収束用の電磁石15によって集束された後、偏向電磁石19に入射される。本実施の形態は前記従来例と違って、偏向電磁石19の前ではビームをスキャニングせず、細いペンシルビームのまま上記偏向電磁石19によって真下に向くように曲げられる。従って、図6に示されている上記偏向電磁石19の磁極幅20及び磁極ギャップ18の両方を小さくすることができ、回転ガントリーの総重量を小さくすることに貢献できる。一方、図10の従来例では、偏向電磁石19の磁極幅20は図10で示されているスキャニング電磁石17によってスキャニングされた荷電粒子線ビームをカバーする必要があり、数十センチになっていた。

【0019】また、偏向電磁石19から出た荷電粒子線ビームがスキャニング電磁石33、35、エネルギー変調器40、及びエネルギーディグレータ21によって前記実施の形態1で説明したように、被照射体57を3次元的にスキャニングする。深さ方向のスキャニングの際、まず最大深さに合わせて、前記エネルギーディグレータ21の厚さをセットしてから、図7で示しているように荷電粒子線の出射に対応する角度をエネルギー変調器40の照射開始位置63に固定し、必要なスキャニング深度幅 Δz_i ；75に合わせて、荷電粒子線の停止に対応する角度61をセットするようにエネルギー変調器

40の角度範囲を決め、その範囲内で、図9で示したように荷電粒子線を照射するようにする。こうした時、前記スキャニング電磁石33、35の回転角及び磁場強度によって設定される全ての照射点 P_i ；73において、必要なスキャニング深度幅 Δz_i ；75が異なっているが、深さ方向に対して、前記エネルギー変調器40の壁厚分布に依って決まる粒子数分布または吸収線量分布を与えることができる。具体的には、荷電粒子線治療装置において、前記エネルギー変調器40の壁厚周方向分布を、前記Y. Jongenらによる参考文献に述べられているように、腫瘍体積内に均一な吸収線量分布を与えるように決めれば良いのである。荷電粒子線治療装置のように、全ての照射入射点において、同じ粒子数深度分布、あるいは均一な吸収線量分布が必要とされる場合には、従来例で述べたエネルギーディグレータ21のみによる深さ方向スキャニングに比べ、この発明はスキャニングの効率を上げる効果があると同時に、入射方向の被照射体を静止状態で照射できるため、その位置変動による誤差を抑える効果も大きい。

【0020】本実施の形態では、図5で示しているように、2軸方向において平行にビームスキャニングが実現できるため、患者25を載せた照射ベッド27の移動は不必要となり、上記治療装置において照射位置精度の向上が図られる効果がある。また、荷電粒子線が深部腫瘍治療に必要なエネルギー250MeV位の陽子線ビーム（リジディティ（ビームを1ラジアン曲げるのに必要な磁場の作用量。1テスラの磁場中での回転半径に等しい。）は2.43テスラ・メートル）で、直径20cmの照射領域をスキャニングする場合は、上記偏向電磁石19を超電導化すると、そのサイズを40cm程度にすることができる。また、上記スキャニング電磁石33、35の端から端までの長さを120cm位にすることができるため、回転ガントリーの回転半径を2m位に抑えることができる。その結果、図10の従来例と違って、この発明は2次元平行ビームスキャニングを実現しながら、患者25を前記照射回転ガントリーの回転中心軸上に置くことができ、前記ガントリーの構造を大幅に簡素化できる効果がある。また、本構成による前記250MeVの陽子線回転ガントリー治療装置の重量を図10の従来例の半以下にすることが可能である。更に、本実施の形態では、荷電粒子線治療において、前記実施の形態1で述べたような効果もある。

【0021】実施の形態4. 図8はこの発明の実施の形態4による荷電粒子線照射方法を示す流れ図である。ここで、図8と実施の形態3の図5と実施の形態1の図7と図9を用いて方法に関する実施の形態4を説明する。

【0022】ステップ1：図7において、3次元照射領域を、荷電粒子線入射軸30と平行な所定の間隔で配置された円柱体で近似して、各円柱体のXY平面（照射方向と垂直な平面）内の位置座標 P_i ；73をビームの照

射位置とし、各円柱体の長さ Δz_i ; 75を前記照射位置 P_i ; 73におけるビーム進行方向(深さ方向)のスキニング範囲とし、また最大照射深さ座標を z_i ; 79とする。但し、 i は1から N までの整数である。 N は前記3次元照射領域を記述するために、必要な円柱体の数である。

ステップ2: 予め作成しておいた3次元照射領域のパラメータ群 $[(P_i, \Delta z_i, z_i), i=1, 2, \dots, N]$ を設定テーブルから照射装置を制御している計算機などの制御手段にロードする。

ステップ3: XY平面位置座標 P_i (初期値として $i=1$)に合わせて、スキニング電磁石33, 35、及びエネルギー変調器40の回転角度と、スキニング磁場強度を設定する。

ステップ4: 深さ座標 z_i (初期値として $i=1$)に合わせて荷電粒子線31の最大エネルギーをエネルギーディグレーダ21で設定する。

ステップ5: 深さスキニング範囲 Δz_i (初期値として $i=1$)に合わせて、エネルギー変調器40から読み取った回転角の有効範囲を決め、その範囲内のみにおいて、荷電粒子線をビームストッパー9などの停止手段の制御で照射する。

ステップ6: 荷電粒子線の入射粒子数及び位置を位置・線量モニタ23で測定する。

ステップ7: ステップ6で測定した位置座標とステップ3で測定した位置座標を比較する。一致しない場合は、後記ステップ9に移る。

ステップ8: ステップ7の比較結果は測定と設定の位置座標が一致した場合、ステップ6で測定した粒子数の積算値が照射を開始する前に決めておいた位置座標 P_i での設定粒子数を越えているかを判定する。越えていない場合はステップ6に戻る。

ステップ9: ステップ8の比較結果はYESの場合は、荷電粒子線ビーム31をビームストッパー9を用いて停止する。

ステップ10: 照射を終了するかどうかを判断する。続ける場合は i を1つ増加させて、ステップ3に戻る。

ステップ11: 照射を終了させる。上記の方法で、 $i=1$ から $i=N$ までステップ3からステップ11まで実行し、位置座標群 $[(P_i, \Delta z_i, z_i), i=1, 2, \dots, N]$ で記述される3次元照射領域のすべての円柱体領域に所定粒子数 $[N_i, i=1, 2, \dots, N]$ を照射する。

【0023】図9はエネルギー変調器40の回転とビームストッパー9のON-OFF制御の時間的關係を示す図である。このような制御方法によれば、エネルギー変調器40は一定速度で連続回転させるだけでよい。なお、スキニング幅 Δz_i の下端と最大深さ z_i と一致させる設定によれば、図中の「 θ 開始」の角度は0でよい。

【0024】ここで、上記第3のステップと第4のステップの順番を入れ替えたとしても、効果は同じである。

【0025】また、上記の方法において、スキニング電磁石33, 35の回転速度が磁場強度によるスキニング速度よりも遅いので、回転角度を一定に保って、スキニング磁場によるスキニングを先に行った方が照射時間を短縮できる。

【0026】この発明で述べた装置及び方法は荷電粒子治療に限るものではなく、半導体分野と材料分野など荷電粒子線照射または注入を必要とする分野にも応用できる。

【0027】

【発明の効果】この発明の第1の構成である荷電粒子線照射装置によれば、荷電粒子線の入射軸方向に沿って直列に配置され、荷電粒子線を互いに逆の方向にそれぞれ所定角度だけ偏向する2組の電磁石からなるスキニング磁場発生手段と、前記スキニング磁場発生手段の下流において、前記偏向された荷電粒子線が回転対称軸を通過するように設置した、円周方向に対して所定の壁厚分布を有する所定長さの円筒と前記円筒を回転対称軸の回りで回転する手段と前記円筒の回転角を検出する手段を有するエネルギー変調手段と、荷電粒子線の最大エネルギーを制限するエネルギー減衰手段と、前記スキニング磁場発生手段と前記エネルギー変調手段とを前記荷電粒子線の入射軸の回りで一緒に回転する手段とを備えたので、被照射体を静止させたまま、任意の3次元照射領域に荷電粒子線を照射できる。また、粒子線照射装置を小型軽量化できる。

【0028】この発明の第2の構成である荷電粒子線照射装置によれば、前記所定角度が、前記直列に配置された上流側電磁石と下流側電磁石について同じであるので、被照射体を静止させたまま、任意の3次元照射領域に荷電粒子線を平行に照射できる。

【0029】この発明の第3の構成である荷電粒子線照射装置によれば、前記所定角度が、前記直列に配置された上流側電磁石よりも、下流側電磁石において大きいので、被照射体を静止させたまま、任意の3次元照射領域に荷電粒子線を収束させて照射でき、医療用に用いた場合は照射領域以外の正常組織に対する照射線量を低減できる。

【0030】この発明の第4の構成である荷電粒子線照射方法によれば、請求項1~3に記載の荷電粒子線照射装置のいずれかを使用し、3次元照射領域を、荷電粒子線入射方向 z と平行であって、所定の間隔で配置された円柱体群で近似して、各円柱体のXY方向中心位置座標 P_i をビームの照射位置とし、各円柱体の長さ Δz_i を前記照射位置 P_i におけるビーム進行方向(深さ方向)のスキニング範囲とし、また最大照射深さ座標を z_i とする第1ステップと、予め作成して置いた照射領域のパラメータ群 $[(P_i, \Delta z_i, z_i), i=1, 2, \dots, N]$

11

N] を設定テーブルからロードする第2のステップと、前記各 P_i に合わせてスキャンング磁場発生手段及びエネルギー変調手段の回転角度と磁場強度を設定する第3のステップと、前記照射深さ座標 z_i に合わせて前記荷電粒子線の最大エネルギーをエネルギー減衰手段で設定する第4のステップと、前記深さスキャンング範囲 Δz_i (初期値として $i=1$) に合わせて、前記エネルギー変調手段から読み取った回転角の有効範囲を決め、その範囲内において荷電粒子線を照射する第5のステップとを備え、所定の3次元照射領域を照射するので、被照射体を静止させたままで、任意の3次元照射領域に荷電粒子線を正確かつ効率的に照射できる。

【図面の簡単な説明】

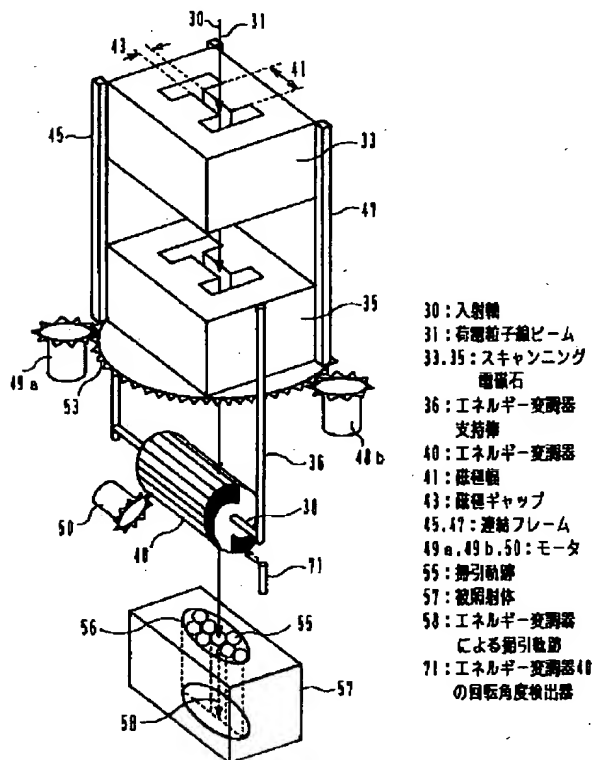
【図1】 この発明の実施の形態1による荷電粒子線照射装置を示すブロック図である。

【図2】 この発明の実施の形態1による荷電粒子線照射装置の電磁石の側面を示すブロック図である。

【図3】 この発明の実施の形態1による荷電粒子線照射装置の電磁石をもう一つの角度から示す図である。

【図4】 この発明の実施の形態2による荷電粒子線照 20

【図1】



12

射装置のスキャンング電磁石を示す図である。

【図5】 この発明の実施の形態3による荷電粒子線治療装置を示すブロック図である。

【図6】 この発明の実施の形態3による荷電粒子線治療装置の偏向電磁石を示すブロック図である。

【図7】 この発明に係る荷電粒子線治療装置の原理を示すブロック図である。

【図8】 この発明の実施の形態4による荷電粒子線照射方法を示す流れ図である。

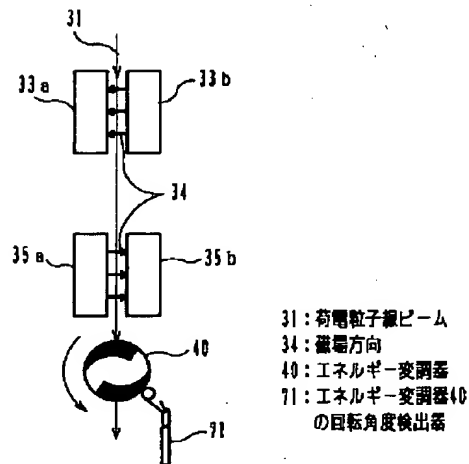
10 【図9】 この発明の実施の形態1～4による荷電粒子線ビームをエネルギー変調器40の角度でON/OFF制御を行う原理を示す図である。

【図10】 従来の荷電粒子線治療装置の一例を示すブロック図である。

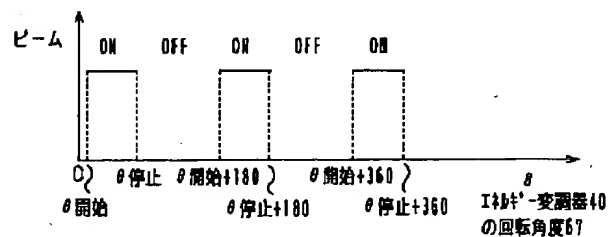
【符号の説明】

15 収束用の電磁石、19 偏向電磁石、31 荷電粒子線ビーム、34 磁場方向、33, 35 スキャンング電磁石、37 回転軸、40 エネルギー変調器、41 磁極幅、43 磁極ギャップ、53 歯車。

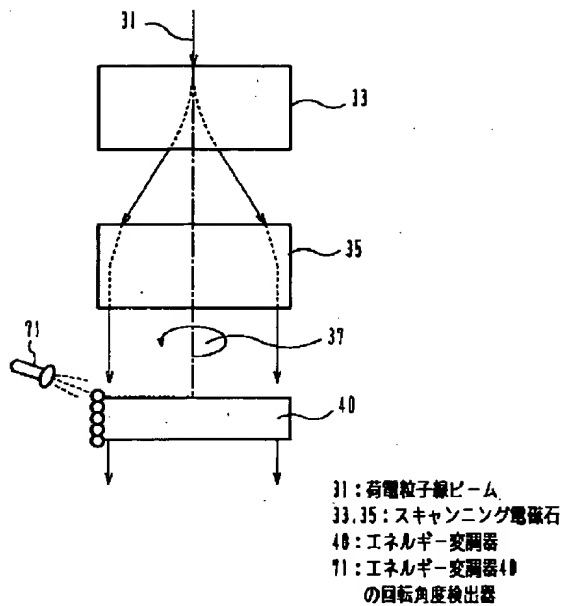
【図2】



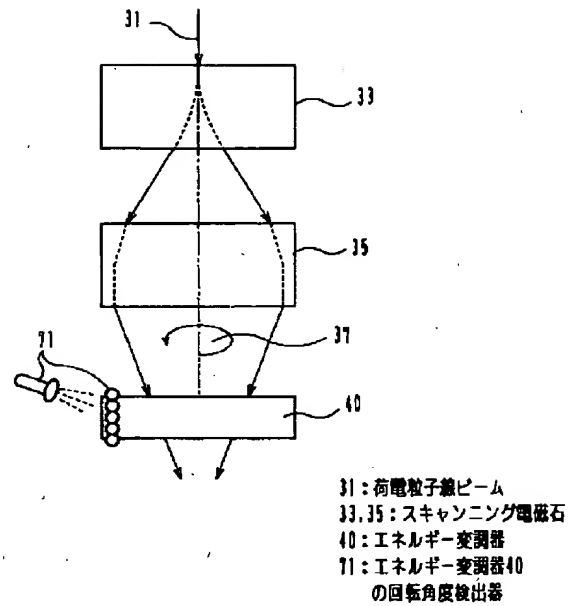
【図9】



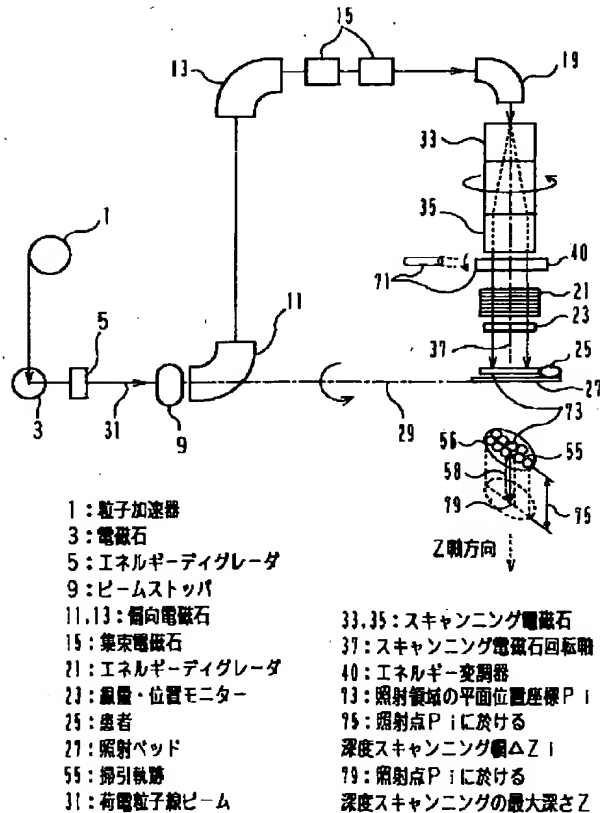
【図3】



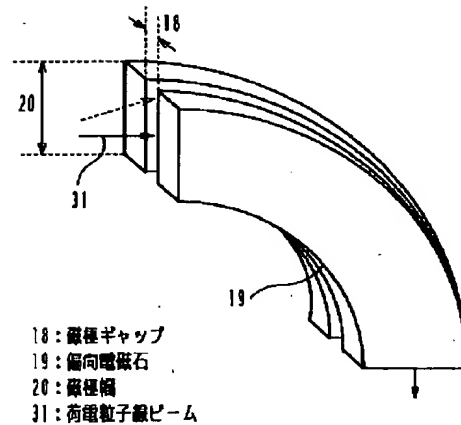
【図4】

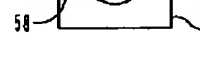


【図5】



【図6】



- 
- 58
- 59
- 63: ヒートアップ開始位置 (固定)
- 65: 荷電粒子線ヒートアップ
- 67: ヒートアップ変換器40の回転角度
- 71: ヒートアップ変換器40の
回転角度検出器
- 73: 照射領域の平面位置座標 P i
- 75: 照射点 P i に於ける深度
ステータス幅 Δ Z i
- 77: P i に於けるステータス
角度範囲 Δ θ i
- 79: 照射点 P i に於ける深度
ステータスの最大深さ Z i
- 21: ヒートアップ・デイク・レーザ (照射点 P i
に於けるヒートアップ減少 Δ E i)
- 31: 荷電粒子線
- 33, 35: ステータス・電磁石
- 40: ヒートアップ変換器
- 57: 被照射体
- 58: ヒートアップ変換器40
による偏り軌道

- | | | |
|---|-------------------|---------------|
| 1: 粒子加速器 | 9: ビームストップ | 23: 質量・位置モニター |
| 3: 電磁石 | 11, 13, 19: 偏向電磁石 | 25: 患者 |
| 5, 21: 1.4T ¹ ・2.1T ² の磁石 | 15: 集束電磁石 | 27: 照射ベッド |
| 7: 電子線ビーム | 17: スキャンニング電磁石 | 29: カントリー回転軸 |

【図8】

